

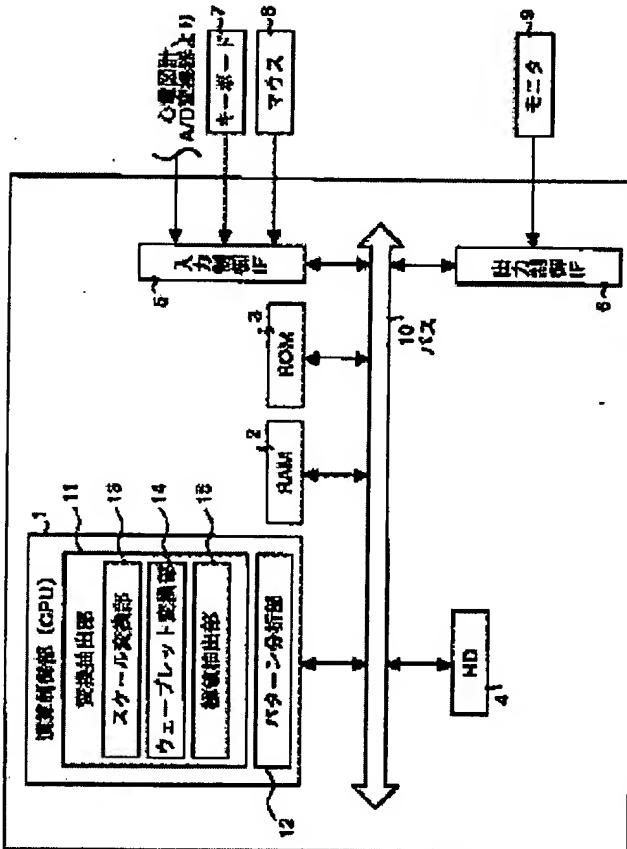
ELECTROCARDIOGRAM ANALYSIS SYSTEM AND COMPUTER READABLE RECORDING MEDIUM HAVING PROGRAM THEREFOR RECORDED THEREON

Patent number: JP2001218747
Publication date: 2001-08-14
Inventor: MITSUI KAZUYUKI; KATAGIRI KAZUO; SHIBATA JINTARO
Applicant: TOKYO DENKI UNIV
Classification:
- **international:** A61B5/0452; A61B5/0432
- **European:**
Application number: JP20000034238 20000210
Priority number(s): JP20000034238 20000210

[Report a data error here](#)

Abstract of JP2001218747

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an electrocardiogram analysis system capable of automatically extracting a target waveform from electrocardiogram waveforms, reducing the time and labor of electrocardiogram analysis and improving the reliability and a computer readable recording medium having a program recorded thereon. **SOLUTION:** This analysis system is provided with a transformation and extraction part 11 for obtaining a feature amount by wavelet-transforming electrocardiogram waveform data and extracting a maximum value or a minimum value from the feature amount and a pattern analysis part 12 for extracting the target waveform included in the electrocardiogram waveform by pattern-analyzing the maximum value or the minimum value extracted in the transformation and extraction part 11. By the system, the target waveform is automatically extracted from the electrocardiogram waveform, the time and labor of the electrocardiogram analysis are reduced and the reliability is improved by performing objective analysis.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-218747

(P2001-218747A)

(43)公開日 平成13年8月14日(2001.8.14)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 5/0452
5/0432

識別記号

F I

マーク(参考)

A 61 B 5/04

312A 4C027
314A

312A 4C027
314A

審査請求 未請求 請求項の数8 O.L (全18頁)

(21)出願番号 特願2000-34238(P2000-34238)

(22)出願日 平成12年2月10日(2000.2.10)

(71)出願人 390033950

学校法人東京電機大学

東京都千代田区神田錦町2の2

(72)発明者 三井 和幸

東大和市上北台3-353-11

(72)発明者 片桐 一雄

東京都杉並区和泉1-3-17

(72)発明者 柴田 仁太郎

東京都杉並区下高井戸1-26-17

(74)代理人 100089118

弁理士 酒井 宏明 (外1名)

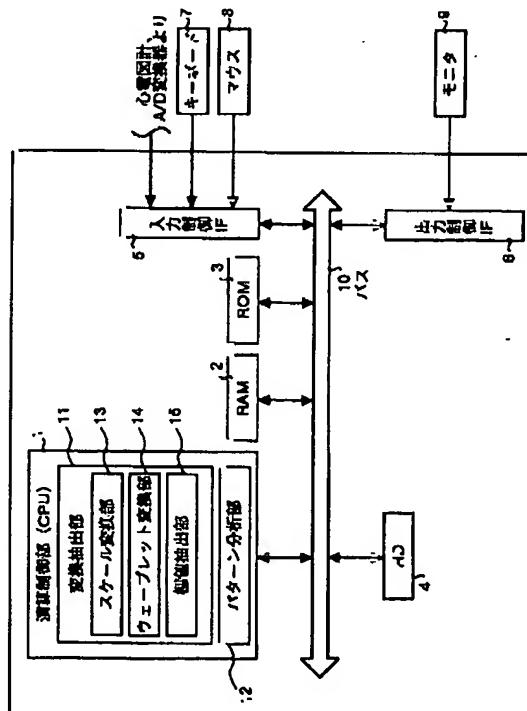
Fターム(参考) 40027 AA02 GG01 GG02 HH01

(54)【発明の名称】 心電図解析システム、および、そのためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体

(57)【要約】

【課題】 心電図波形から目的波形を自動的に抽出することを可能とし、心電図解析の手間を軽減すると共に、その信頼性向上させることのできる心電図解析システムと、プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することを目的とする。

【解決手段】 本解析システムは、心電図波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出部11と、この変換抽出部11にて抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析部12とを備えて構成されている。このシステムによれば、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することができ、心電図解析の手間を軽減することができると共に、客観的な解析を行なうことによってその信頼性向上させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 解析対象となる心電図波形の波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出手段と、変換抽出手段にて抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析手段と、を備えることを特徴とする心電図解析システム。

【請求項2】 上記変換抽出手段は、所定の基本波形データを複数のスケール次数にてスケール変換することにより、複数の変換波形データを取得するスケール変換手段と、スケール変換手段にて取得された複数の変換波形データと、上記心電図波形の波形データとのウェーブレット変換を行うことにより、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手段と、ウェーブレット変換にて取得された複数の特徴量から、複数の極大値または極小値を抽出する極値抽出手段とを備え、

上記パターン分析手段は、極値抽出手段にて抽出された複数の極大値または極小値の変化傾向を、上記目的波形毎の既知の変化傾向と比較することにより、上記目的波形を抽出すること、を特徴とする請求項1記載の心電図解析システム。

【請求項3】 上記パターン分析手段は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、極大値または極小値の値やスケール次数間の偏差の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出することを特徴とする請求項1または2記載の心電図解析システム。

【請求項4】 上記パターン分析手段は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出することを特徴とする請求項1～3記載の心電図解析システム。

【請求項5】 解析対象となる心電図波形の波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出手段と、変換抽出手段において抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、上記心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析手段と、を順次実行するためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項6】 上記変換抽出手段は、所定の基本波形データを複数のスケール次数にてスケール変換することにより、複数の変換波形データを取得するスケール変換手段と、スケール変換手段にて取得された複数の変換波形データと、上記心電図波形の波形データとのウェーブレット変

換を行うことにより、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手順と、

ウェーブレット変換にて取得された複数の特徴量から、複数の極大値または極小値を抽出する極値抽出手段とを順次行う手順であり、

上記パターン分析手順は、極値抽出手段において抽出された複数の極大値または極小値の変化傾向を、上記目的波形毎の既知の変化傾向と比較することにより、上記目的波形を抽出する手順であることを特徴とする請求項5記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項7】 上記パターン分析手順は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、スケール次数間の偏差情報の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出する手順であることを特徴とする請求項5または6記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項8】 上記パターン分析手順は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出する手順であることを特徴とする請求項5～7記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、心電図の波形データからR波やT波等の各種目的波形を抽出するための心電図解析システムに関する。また、本発明は、このような各種目的波形の抽出を実現するためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体に関する。

【0002】

【従来の技術】 人体の諸状態を診断・分析するためには、人体の活動源である心臓の状態を把握することが重要になる。このための一つの手法として、従来から心電図を取得することが行われている。この心電図は、心臓各部の拡張・伸縮に伴って発生される起電力の電位差（活動電位）を皮膚表面から導出し、これを増幅して記録したものである。この心電図の例を図16に示す。この図16に示すように、心電図の波形（心電図波形）は、P波、Q波、R波、S波、T波などの複数の基本波によって構成されることが一般に知られており、特に、隣接するR波の相互間隔は心拍間隔、隣接するQ波とT波の相互間隔はQT間隔と呼ばれている。この心拍間隔は心拍数を測定する際の基準となり（心拍数=1分間毎の心拍間隔の数）、また、QT間隔は活動電位の持続時間と表している。

【0003】 これら心拍間隔やQT間隔は常に変動を繰り返しており、人体の生体調節系メカニズムを間接的に反映することが知られている。具体的には、QT間隔は

定性的に心拍間隔の関数として求めることができ（Bazettの式）、また、心拍間隔は人体の自律神経によって制御されている。このため、これら心拍間隔やQT間隔を観察する事によって、被験者に負担をかけずに、自律神経の状態を始めとする生体機能の一端を知ることができる。

【0004】ここで、これら心拍間隔やQT間隔を求めるためには、当然のことながら、R波、Q波、およびT波の各波形が、心電図波形の何処に位置するのかを特定する必要がある。また、その他のP波およびS波も生体機能の指標となるため、これらP波およびS波が心電図波形の何処に位置するのかを特定したいとの要望がある（以下、P波、Q波、R波、S波、T波の如き基本波の波形を目的波形と称する）。具体的には、心電図波形の時間軸上における、目的波形の頂点の位置（目的波形の発生位置）や、その開始点および終了点を特定する必要がある（以下、このように心電図波形の時間軸上における目的波形の頂点の位置、開始点、終了点の全てまたは一部を特定することを「目的波形を抽出する」と称する）。

【0005】このように心電図波形から目的波形を抽出する方法としては、従来から種々の方法が検討されている。例えば、心電図波形を構成する波形データ（以下、心電図波形データ）の各部の値や傾きに基づいて、目的波形を抽出する試みが行われている。また、近年、心電図波形から目的波形を抽出する方法としてウェーブレット変換（Wavelet Transform）を応用した方法が提案されている。このウェーブレット変換においては、まず、ウェーブレット関数として知られる基本的な波形（以下、基本波形）の波形データ（以下、基本波形データ）がスケール変換され、複数の相似的な波形（以下、変換波形）の波形データ（変換波形データ）が取得される。そして、この複数の変換波形データと、心電図波形データとのパターンマッチングが行われ、心電図波形データの特徴を示す指標値が抽出される（以下、ウェーブレット変換により得られた指標値を特徴量と称する）。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のこのような心電図の解析システムにおいて、心電図波形から目的波形を抽出することは、種々の理由によって困難であった。この理由の一つとしては、心電図波形自体が種々の要因の影響を受けて変化するということが挙げられる。すなわち、被験者の姿勢や呼吸が変化することに伴って心電図波形の基線が動搖したり、被験者が動いている場合には各部筋肉の動作から生ずる筋電が心電図波形に混入してノイズとなったり、あるいは、心電図波形中に急峻なステップ状信号が介在したり、あるいは、個人差による心電図データのバラツキがあるため、目的波形を一律に特定することが困難であった。

【0007】したがって、上述のように、単に心電図波

形データの値や傾きに基づいて目的波形を抽出することは実際には極めて困難であった。また、ウェーブレット変換を用いた方法においては、目的波形の不連続点を調べることがある程度は可能になったものの、パターンマッチングによって得られた特徴量の取り扱い等において未だに多くの議論の余地があり、目的波形を抽出することは依然として困難であった。このような状況下においては、医師等が自己の経験に基づいて目的波形を視察して特定しているのが実情であり、心電図の解析に非常に手間を要すると共に、その判断基準にバラツキが生じることによって解析結果の信頼性が低下するという問題があった。そこで、波形抽出を自動で確実に行うことのできるシステムが要望されていた。

【0008】本発明は上記問題に鑑みてなされたもので、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することを可能とし、心電図解析の手間を軽減すると共に、その信頼性を向上させることのできる心電図解析システムを提供することを目的とする。また、本発明は、このような各種目的波形の抽出を実現するためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】この目的を達成するために、請求項1記載の本発明は、心電図解析システムにかかるものであり、解析対象となる心電図波形の波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出手段と、変換抽出手段にて抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、上記心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析手段とを備えて構成されている。

【0010】このシステムにおいては、心電図波形データがウェーブレット変換されることによってその特徴量が抽出され、この特徴量から極大値または極小値が抽出される。この極大値または極小値の相互間等には、一定の傾向が存在することが本願発明者によって明らかにされているので、この極大値または極小値のパターンを分析することによって、各極大値や極小値が、目的波形のうちのいずれに該当するものであるかを明らかにすることができます。ここで、極大値や極小値は各目的波形の頂点等に対応するので、この頂点等の位置を特定することができ、目的波形を抽出することができる。この解析システムによれば、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することができ、心電図解析の手間を軽減することができると共に、客観的な解析を行なうことによってその信頼性を向上させることができる。

【0011】また、請求項2記載の本発明は、請求項1記載の本発明において、上記変換抽出手段は、所定の基本波形データを複数のスケール次数にてスケール変換することにより、複数の変換波形データを取得するスケ

ル変換手段と、スケール変換手段にて取得された複数の変換波形データと、上記心電図波形の波形データとのウェーブレット変換を行うことにより、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手段と、ウェーブレット変換手段にて取得された複数の特徴量から、複数の極大値または極小値を抽出する極値抽出手段とを備え、上記パターン分析手段は、極値抽出手段にて抽出された複数の極大値または極小値の変化傾向を、上記目的波形毎の既知の変化傾向と比較することにより、上記目的波形を抽出することを特徴として構成されている。

【0012】これは、変換抽出手段およびパターン分析手段の構成内容をより具体的に示したものである。この構成によれば、基本波形データが複数のスケール次数にてスケール変換されて複数の変換波形データが取得され、これら複数の変換波形データを用いてウェーブレット変換が行なわれることにより、複数の特徴量が取得される。そして、複数の特徴量から、複数の極大値または極小値が抽出される。このように複数の極大値または極小値を得ることによって、これら極大値または極小値に存在する一定の傾向を基準として、目的波形を得ることができる。

【0013】また、請求項3記載の本発明は、請求項1または2記載の本発明において、上記パターン分析手段は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、極大値または極小値の値やスケール次数間の偏差の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出することを特徴として構成されている。

【0014】これはパターン分析手段におけるパターン分析の基準を一層明確に示すものである。すなわち、上述のように、極大値または極小値の相互間等には一定の傾向が存在することが本願発明者によって明らかにされているので、この傾向を3つの基準に大別してパターン分析に適用することにより、目的波形の抽出を容易かつ確実に行なうことができる。この3つの基準は、その全部を用いることもでき、あるいは、任意の一部の基準のみを用いてもよい。各基準の具体的な内容については後述する。

【0015】また、請求項4記載の本発明は、請求項1～3記載の本発明において、上記パターン分析手段は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出することを特徴として構成されている。

【0016】これは目的波形のうちの抽出順序を一層明確に示すものである。このように最初にR波を抽出するのは、R波が目的波形のうちで最もピーク値が大きいので抽出が比較的容易であり、また、R波は、目的波形のうちの時間的中心位置にあるため、このR波を最初に抽出することによって、他の目的波形の抽出が一層容易に

なるからである。ただし、必ずしもR波を最初に抽出する必要はなく、他の目的波形を最初に抽出してもよく、あるいは、並列的に抽出することも可能である。

【0017】また、請求項5記載の本発明は、心電図解析のためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体にかかるものであり、解析対象となる心電図波形の波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出手順と、この変換抽出手順において抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、上記心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析手順とを順次実行するためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体として構成されている。

【0018】この記録媒体をコンピュータに読み取らせてプログラムを実行させることにより、心電図波形データがウェーブレット変換されることによってその特徴量が抽出され、この特徴量から極大値または極小値が抽出される。そして、これら極大値または極小値をパターン分析することにより、各目的波形の頂点等を特定することができ、波形を抽出することができる。このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができるので、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することができ、心電図解析の手間を軽減することができると共に、客観的な解析を行なうことによってその信頼性を向上させることができる。

【0019】また、請求項6記載の本発明は、請求項5記載の本発明において、上記変換抽出手順は、所定の基本波形データを複数のスケール次数にてスケール変換することにより、複数の変換波形データを取得するスケール変換手順と、このスケール変換手順にて取得された複数の変換波形データと、上記心電図波形の波形データとのウェーブレット変換を行うことにより、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手順と、ウェーブレット変換にて取得された複数の特徴量から、極大値または極小値を抽出する極値抽出手順とを順次行う手順であり、上記パターン分析手順は、極値抽出手順において抽出された複数の極大値または極小値の変化傾向を、上記目的波形毎の既知の変化傾向と比較することにより、上記目的波形を抽出する手順であることを特徴として構成されている。

【0020】これは、変換抽出手順およびパターン分析手順の実行内容を一層具体的に示したものである。この手順によれば、基本波形データが複数のスケール次数にてスケール変換されて複数の変換波形データが取得され、複数の特徴量が取得される。そして、複数の極大値または極小値が抽出される。このように複数の極大値または極小値を得ることによって、これら極大値または極小値に存在する一定の傾向を基準として、目的波形を得ることができる。このような手順をコンピュータにて自

動的に実行させることができるので、容易に目的波形を抽出することができる。

【0021】また、請求項7記載の本発明は、請求項5または6記載の本発明において、上記パターン分析手順は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、スケール次数間の偏差情報の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出する手順であることを特徴として構成されている。

【0022】これはパターン分析手順におけるパターン分析の基準を明確に示すものである。上述のように、極大値または極小値の相互間等には一定の傾向が存在するので、この傾向を3つの基準に大別してパターン分析に適用している。このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができるので、明確な基準に基づいて容易かつ確実に目的波形を抽出することができる。

【0023】また、請求項8記載の本発明は、請求項5～7記載の本発明において、上記パターン分析手順は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出する手順であることを特徴として構成されている。

【0024】これは目的波形のうちの抽出順序を明確に示すものである。上述のようにR波が目的波形のうちで最もピーク値が大きいので抽出が容易であり、また、目的波形のうちの時間的中心位置にあるため、このR波を最初に抽出することによって、他の目的波形の抽出を一層容易に行なうことができる。このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができるので、目的波形を一層高速かつ確実に行なうことができる。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、本発明にかかる心電図解析システム、および、これを実現するためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体について、一つの実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。

【0026】(解析の概要)この実施の形態による心電図解析処理は、概略的に以下のように行われる。まず、心電図波形データをウェーブレット変換することによって特徴量を算出し、さらに、この特徴量の極大値または極小値を抽出する。ここで、心電図波形データのウェーブレット変換は、基本波形データを複数のスケール次数でスケール変換して取得された複数の変換波形データを用いて行われる。このため、特徴量の極大値または極小値は、複数のスケール次数に対応して複数抽出される。このように抽出された複数の極大値または極小値の相互間には、目的波形毎に異なる一定のパターンがあることが本願発明者によって解明されているので、このパターンを用いたパターンマッチングを行うことによって、心

電図波形から目的波形を抽出することができる。

【0027】(システム構成)このような目的波形の抽出を行うためのシステムの構成について説明する。図1はこの実施の形態にかかる心電図解析システムの構成を示すブロック図である。この図1に示すように、本システムは、演算制御部1、RAM(Random AccessMemory)2、ROM(Read Only Memory)3、HD(Hard Disk)4、入力制御インターフェース(入力制御IF)5、出力制御インターフェース(出力制御IF)6、キーボード7、マウス8、および、モニタ9を備えて構成されており、これら各部がバス10を介してデータ通信可能に接続されている。この本システムは、例えば、パーソナルコンピュータによって実現することができる。

【0028】このうち、演算制御部1は、本システムの各部を制御するものであり、機能概念的に、変換抽出部11およびパターン分析部12を備えて構成されている。変換抽出部11は、基本波形データのスケール変換、心電図波形データのウェーブレット変換、および、極大値または極小値の抽出を行うものである。これら各処理はそれぞれ、変換抽出部11に設けられたスケール変換部13、ウェーブレット変換部14、極値抽出部15によって行われる。これら各部による処理の詳細については後述する。また、パターン分析部12は、変換抽出部11で抽出された特徴量をパターン分析することにより、心電図波形に含まれる目的波形を抽出するものである。

【0029】これら演算制御部1の各部は、その全部または任意の一部を、CPUおよび当該CPUにて解釈実行されるプログラムにて実現することができる。すなわち、ROM3またはHD4には、OS(Operating System)と協動してCPUに命令を与え、各種処理を行うためのコンピュータプログラムが格納されている。このコンピュータプログラムは、主記憶部としてのRAM2にロードされることによって実行され、CPUと協動して各処理部を構成する。しかしながら、このコンピュータプログラムは、本システムに対して任意のネットワークを介して接続されたアプリケーションプログラムサーバ等に格納されて、必要に応じてその全部または一部をダウンロードして実行することも可能である。あるいは、各処理部の全部または任意の一部を、ワイヤードロジック等によるハードウェアとして実現することも可能である。なお、HD4には上記プログラムの他、後述する心電図波形データを記録することができる。

【0030】その他、キーボード7およびマウス8は、心電図解析処理の開始指示等の任意の入力内容を入力するための入力手段である。これらキーボード7およびマウス8は、入力制御IF5を介してバス10に接続されている。また、この入力制御IF5を介して、任意に構成された心電図計から出力された心電図波形データが直接的または間接的に取り込まれる。また、モニタ9は、

解析結果等を出力するための出力手段である。このモニタ9は、出力制御IF6を介してバス10に接続されている。なお、モニタ9は、マウス8と協働してポインティングディバイス機能を実現する。

【0031】(心電図解析処理)このように構成された本システムにおける心電図解析処理について説明する。図2は本システムによる心電図解析処理のメインフローチャート、図3は図2の変換抽出処理のフローチャート、図4、5は図2のパターン分析処理のフローチャートである。なお、以下の処理においては、心電図波形の時間軸上における目的波形の頂点の位置(目的波形の発生位置)を自動的に特定することを目的とする。

【0032】(心電図解析処理-波形データの取り込み)まず、図2に示すように本処理は、キーボード7およびマウス8を介して心電図解析処理の開始が指示された場合(ステップS2-1)、心電図波形データの取り込みが行われる(ステップS2-2)。この心電図波形データは、心臓各部の拡張・伸縮に伴って発生される活動電位を皮膚表面から導出して増幅し(上述の図16参照)、これをA/D変換することによって得られたものである。この活動電位の導出および増幅は心電図計にて行われ、A/D変換はA/D変換カード等のA/D変換器を用いて行われる。このように取得された心電図波形データは、入力制御IF5を介して本システム内にリアルタイムに取り込まれ、HD4に記録される。あるいは、この波形データは、本処理の開始前に予め取り込んでHD4に格納してもよい。

【0033】ここで、ステップS2-2における心電図波形データの取り込みと、後述するステップS2-3、S2-4における処理は、A/D変換時のサンプリングレートに対応した数のデータによって構成されるデータ組毎(例えば、サンプリングレート=1kHzの場合、8bit×1000=8192=2¹³個毎)に、かつ、各データ組が相互に重複するように行われる。このようなデータの格納および処理のタイミングチャートを図6に示す。この図6において、最初に取り込みおよび処理が行われるデータ組Data1と、2回目に取り込みおよび処理が行われるデータ組Data2は相互に重複しており、それ以後のデータ組Data3～Data_nについても同様に重複して行われる。そして、各処理で得られた結果のうち、斜線にて示す部分Out1～Out_nのみが抽出されて相互に繋ぎ合わされ、最終的な結果として出力される。これは、単にサンプリングレートに対応した数のデータ組毎(8192個毎)に順次処理を行った場合には、各データ組の相互間におけるデータの連続性が保持できない等の理由により、全体として正しい結果が得られなくなることがあるからである。ただし、このような問題を考慮する必要がない場合には、単に最初のデータから順次取り込みおよび処理を行うことができる。

【0034】(心電図解析処理-変換抽出処理)このよ

うに心電図波形データを取り込んだ後、変換抽出部11の制御下において、この心電図波形データの変換抽出処理が行われる(ステップS2-3)。この変換抽出処理においては、図3に示すように、まず、心電図波形データの電位(振幅)が適当な大きさであるか否かが判断される(ステップS3-1)。ここで、「適当な大きさ」とは、後述するウェーブレット変換処理においてスケール次数j=3～4における変換波形データを用いてウェーブレット変換された場合においても、R波の特徴量のみが消失・収束することなく残っている程度の大きさである。例えば、このような大きさに相当する電位を予め実験値等から得て基準値として設定しておき、心電図波形データの電位をこの基準値と比較することによって、大きさの適否を判断することができる。このステップS3-1において適当な大きさでないと判断された場合には、適当な大きさとなるよう增幅等されレベル調整が行われる(ステップS3-2)。このような処理を行なうことによって、心電図波形データ間のバラツキによる悪影響を低減することができる。なお、心電図波形データについては後述するステップS3-4において基本波形データとの内積値が演算されるので、ステップS3-2においては心電図データに代えて基本波形データをレベル調整しても同じ結果を得ることができる。特に、基本波形データの方が心電図データよりもデータ数が少ないので、ステップS3-2においては基本波形データをレベル調整する方が計算量を低減できる点において好ましい。

【0035】(心電図解析処理-変換抽出処理-ウェーブレット変換処理)次に、スケール変換処理(ステップS3-3)、ウェーブレット変換処理(ステップS3-4)、極値抽出処理(ステップS3-5)が順次行われる。これらはそれぞれスケール変換部13、ウェーブレット変換部14、極値抽出処理部15によって行なわれる。まず、スケール変換について説明する前に、ウェーブレット変換処理について説明する。この前提となる理論として、雑音を含んだ信号から目的とする信号の発生時刻を検出するパターンマッチング理論(マッチドフィルタの理論)が知られている(“時間-周波数解析の展望[II～IV]”、電子情報通信学会誌 Vol.79 No.6 pp.597-602 1996年6月、No.7 pp.746-751 1996年7月、No.8 pp.820-830 1996年8月)。ここでは、雑音を含んだ信号=x(t)、比較対象となるテンプレート信号=g(t)、テンプレート信号の時間軸上の位置=τとした場合、下記の式(1)で示される畳み込み演算(相互相関関数の計算、パターンマッチング)を行うことによって、目的とする信号の発生時刻を検出可能であることが示されている。

【数1】

$$y(\tau) = \int g(t-\tau)x(t)dt \quad \text{式(1)}$$

【0036】しかしながら、雑音を含んだ信号 $x(t)$ を構成する各成分の波形が未知である場合、適当な波形（一般にウェーブレット関数系と称される）を集め、この波形と分析対象データとを比較する方法がとられる。この方法がステップS3-4のウェーブレット変換である。このウェーブレット変換 $W(a, \tau)$ を式(2)、ウェーブレット関数系 (a, τ) を式(3)に示す（なお、 a = スケール変換係数）。

【数2】

$$W(a, \tau) = \int \Psi(a, t - \tau) x(t) dt \quad \text{式(2)}$$

【数3】

$$\Psi(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t}{a}\right) \quad \text{式(3)}$$

【0037】（心電図解析処理-変換抽出処理-スケール変換処理）このウェーブレット変換にて用いられるウェーブレット関数系は、所定の基本波形データをスケール変換することによって構築される。このため、図3のステップS3-3において、予めスケール変換処理を行って、ウェーブレット関数系を取得しているのである。このステップS3-3のスケール変換においては、基本波形として、ウェーブレット関数として良く知られているメキシカンハット（mexican hat）を用いている。このメキシカンハットを用いるのは、これが波形のPeak検出に優れているとして知られているからである（“単発波形処理における適正なアナライジングウェーブレットの構成”、医用電子と生体工学 第37巻特別号（1999）p.227）。このメキシカンハットは、下記の式(4)にて示されるように、ガウス関数の2階導関数で表現される関数である。

【数4】

$$g(x) = (1 - 2x^2)e^{-x^2} \quad \text{式(4)}$$

このメキシカンハットを図7に示す。ただし、基本波形としては、メキシカンハット以外の任意の波形を使用することも可能である。

【0038】この基本波形に対するスケール変換を行う方法としては種々の方法があるが、本実施形態においては、スケール次数 j による 2 のべき乗 (2^{-j}) によって行われる（離散2進ウェーブレット変換）。このように離散的な変換を行うのは、データ数を適当な数に抑えるためであり、この点を考慮する必要がない場合には連続的な他の変換を行うことも可能である。このスケール変換においては、スケール次数 j を変えることで、複数の変換波形データが取得される。図8には、心電図波形 H W 、スケール次数 $j = 0 \sim 3$ における各変換波形 $TW_0 \sim TW_3$ 、および、ウェーブレット変換処理にて抽出された特徴量 $WTD_0 \sim WTD_3$ を示す（この特徴量については後述する）。この図8に示すように、スケール次数

$j = 0 \sim 3$ における各変換波形 $TW_0 \sim TW_3$ は、徐々に急峻な波形に変換されている。なお、図8には、スケール次数 $j = 0 \sim 3$ における各変換波形 $TW_0 \sim TW_3$ のみを示しているが、本処理においては、スケール次数 $j = -2 \sim 4$ を用いてスケール変換が行われ、変換波形 $TW_{-2} \sim TW_4$ が取得される（このようなスケール次数を選択した理由については後述する）。

【0039】（心電図解析処理-変換抽出処理-ウェーブレット変換処理の結果）このように取得された変換波形 $TW_{-2} \sim TW_4$ の変換波形データと心電図波形 HW の波形データとに基づくウェーブレット変換処理（上述の式(2)にて示される畳み込み演算）の結果として、特徴量 $WTD_{-2} \sim WTD_4$ が抽出される（なお、上述したように、スケール変換処理においてはスケール次数 $j = -2 \sim 4$ における各変換波形データが取得されるので、このウェーブレット変換処理においても、実際には図8に示した内容と異なり、スケール次数 $j = -2 \sim 4$ に対応する数の特徴量 $WTD_{-2} \sim WTD_4$ が抽出される）。この計算は、時間軸のシフト変換を考慮しない場合には、単なる内積値の計算として行うことができる。

【0040】（心電図解析処理-変換抽出処理-極値抽出処理）次に、極値抽出処理が行われる（ステップS3-5）。ここでは、ウェーブレット変換にて得られた特徴量 $WTD_{-2} \sim WTD_4$ を極大値および極小値で標本化することにより、各特徴量の極大値および極小値が抽出される（以下、極大値および極小値を必要に応じて極値と総称する）。このように極大値と極小値の両方を抽出するのは、図16からも明らかなように、R波、T波、および、P波は基線に対してプラス電位となるために特徴量がプラス値となり、Q波およびS波は逆にマイナス電位となるために特徴量がマイナス値となるからである。したがって、例えば、R波のみを抽出すればよい場合には、各特徴量の極大値のみを抽出してもよい。このように抽出された極値のうち、極大値の一例を図9に示す。

【0041】（心電図解析処理-パターン分析処理-概要）図2に示すように、変換抽出処理を終えた後、パターン分析処理が行われる（ステップS2-4）。このパターン分析処理を行う理由は、下記の通りである。すなわち、実際に記録される心電図波形には個人差があるため、変換抽出処理で抽出された極値の個々の値自体は一定ではない。したがって、極値の個々の大小によって目的波形を抽出することは困難である。しかしながら、極値の変化パターンは、多くの心電図波形に関して一致することが本願発明者によって確認されている。このため、これら極値の変化傾向を用いてパターン分析を行なうことにより、目的波形を抽出することができる。

【0042】この変化傾向について説明する。図10は、各目的波形毎の極値の変化傾向を表わすものであり、各スケール次数（横軸）と、特徴量から抽出した極

値（縦軸）との関係を示すグラフである。この図10には、R波の極大値 $R_{-2} \sim R_4$ 、T波の極大値 $T_{-2} \sim T_3$ 、P波の極大値 $P_{-2} \sim P_1$ を示す（なお、この極値の値は、ステップS3-2のレベル調整の結果に応じて変化する）。この他、Q波およびS波の極小値も同様に取得されるが、この図示を省略する。

【0043】この図10に示す如き目的波形毎の極値の変化傾向は、極大値または極小値が得られるスケール次数jの範囲に関する傾向（第1の傾向）、スケール次数jの変化に対応した極大値または極小値の変化パターンに関する傾向（第2の傾向）、および、極大値または極小値の数値や、スケール次数j間の偏差に関する傾向（第3の傾向）に大別される。第1の傾向としては、例えば、図10に示すように、スケール次数j=4における極大値としては、 R_4 のみが存在しており、 T_1 や P_1 が存在していないか、収束していることが挙げられる。また、第2の傾向としては、例えば、R波では極大値 $R_{-1} >$ 極大値 R_{-2} の傾向が強いのに対して、T波では極大値 $T_{-1} <$ 極大値 T_{-2} の傾向が強いことが挙げられる。また、第3の傾向としては、例えば、 $R_1 > 30$ となる傾向が強いことや、 $R_1 > T_1 > P_1$ となる傾向が強いことが挙げられる。

【0044】このような第1～第3の傾向は、多くの心電図波形に関して一致する。したがって、ステップS3-5にて得られた極値に対して、これら各傾向の全部または任意の一部を用いてパターン分析を行なうことにより、各極値が目的波形のいずれの極値であるのかが特定される。そして、極値の位置は各目的波形の頂点の位置であるため、各目的波形の頂点の位置を特定することができる。

【0045】このパターン分析の内容について具体的に説明する前に、上述のスケール変換処理において用いたスケール次数j=-2～4の範囲の設定根拠を示す。また、このパターン分析処理においては、これまで心電図解析を困難にしていた諸問題が解決されているので、この点についても併せて説明する。まず、前提となる理論として、ウェーブレット変換極大値から元の波形を再構成する方法（逆ウェーブレット変換）が知られている（Stephane Mallat and Wen Liang Hwang: Singularity Detection and Processing with Wavelets IEEE Trans. on info. theory, Vol. 38, No2, March 1992 (617-643)）。ここでは、波形から抽出された極大値に基づいて、元の波形を再構成可能であることが示されている。この再構成の例を図11に示す。この図11において、(a)は元の波形、(b)はスケール次数j=1～6における変換波形($W(2^1, \tau) \sim W(2^6, \tau)$)と、スケール次数j=6よりも大きなスケール次数jにおける変換波形中に残された低周波成分 $S(2^6, \tau)$ を示す。また、(c)は各変換波形から抽出した極大値の位置、(d)は(c)の極大値から再構成された信号に低

周波成分 $S(2^6, \tau)$ を付加して再構成された波形である。

【0046】ここで、心電図解析における一般的な問題として、心電図波形に「基線の動搖」、「筋電の混入」、または「急峻なステップ状信号の介在」が含まれている点が挙げられる。そこで、スケール変換処理におけるスケール次数jを適当に設定することや、パターン分析において適当な処理を行うことによって、これら問題要素を除去することを検討する。このうち、「基線の動搖」とは、被験者の姿勢変化等に血圧変化等の影響によって心電図波形のベースラインが変動することであり、心電図波形データ中には低周波のうねりとして現れる。この低周波のうねりは、上述の図11における低周波成分 $S(2^6, \tau)$ に相当するため、このような低周波成分 $S(2^6, \tau)$ を生じさせる高次のスケール次数jにおける極大値または極小値を排除することにより、心電図波形データから排除することができる。

【0047】のことから、高次のスケール次数jの範囲を例えば6以下とすることにより、基線の動搖を排除することができる。ただし、図10に示されるように、スケール次数j=4においてはR波の極大値 R_4 のみが存在しており、それ以上のスケール次数jにおいては、全ての波の極大値が消失もしくは収束する可能性が高いので、本実施の形態では、高次のスケール次数jの範囲を最終的に4としている。次に、低次のスケール次数jの範囲を考える。図10に示されるように、スケール次数j=-2からスケール次数j=-1に至るにつれて、R波の極大値 R_{-2} 、 R_{-1} は増加傾向にあるのに対して、T波の極大値 T_{-2} 、 T_{-1} は減少傾向にある。このような顕著な違いは、両波を区別するために重要である。しかし、それ以上の低次のスケール次数jにおいては、極大値や極小値が存在しなくなる場合があるために適当でないため、本実施の形態では、低次のスケール次数jの範囲を最終的に-2としている。すなわち、結論として、本実施の形態においては、スケール次数j=-2～4の範囲でスケール変換を行うことにより変換波形データを取得し、この変換波形データと、心電図波形データによるウェーブレット変換を行っている。

【0048】また、「筋電の混入」とは、筋肉活動等の影響によって心電図波形が微動することであり、心電図波形データ中においては細かい高周波のノイズとして現れる。この高周波のノイズは、高い周波数に相当する低次のスケール次数jを用いて得られた極大値のうち、その値が小さいものを排除することにより、心電図波形データから排除することができる。したがって、本実施の形態においては、後述するステップS4-1においてこの処理を行っている。

【0049】また、「急峻なステップ状信号の介在」とは、心電図波形データ中において顕著に急峻なピーク値として現れる。このステップ状信号は、スケール次数j

間において全く同じ極値、もしくはほとんどスケール次数間において偏差のない極値として現れるので、このような値を排除することにより、心電図波形データから排除することができる。したがって、本実施の形態においては、後述するステップS4-5においてこの処理を行っている。

【0050】(心電図解析処理-パターン分析処理-小さな極値の除去)このような根拠に基づいて行なわれる、パターン分析処理の各ステップについて説明する。まず始めに、ステップS3-5で取得した極値のうち、所定値よりも小さな極大値または極小値が除去される(ステップS4-1)。これは、上述したように、筋電の混入を除去するためである。ここで、所定値とは、例えば絶対値において約5の値に設定することができる。

【0051】(心電図解析処理-パターン分析処理-R波の抽出処理)その後、まずR波の抽出処理が行われる。このように最初にR波を抽出するのは、図16に示すように、R波が目的波形のうちで最もピーク値が大きいので抽出が容易であり、また、R波は、目的波形のうちの時間的中心位置にあるため、このR波を最初に抽出することによって、他の目的波形の抽出が容易になるからである。ただし、必ずしもR波を最初に抽出する必要はなく、他の目的波形を最初に抽出してもよく、あるいは、並列的に抽出することも可能である。

【0052】このR波の抽出処理においては、まず、先に抽出されたスケール次数j=1における極大値のうち、所定値以上の極大値であって、時間的に次順の位置(最初の処理では、最も早い位置)にある極大値が、R波頂点(R₁)の候補として抽出される(ステップS4-2、図9参照)。これは上述のように、スケール次数j=1においては、R波が目的波形のうちで最もピーク値が大きい傾向(第3の傾向)にあることに対応する基準である。ここで、所定値とは、例えば、極大値=30が設定される。例えば、スケール次数j=1における極大値が18、70、5、17、68、6の順で抽出されている場合には、極大値70がR₁の候補として抽出される。なお、スケール次数j=1の極大値から選択しているのは、このスケール次数であればR波の極大値が消失・収束している可能性はないからであるが、その他のスケール次数の極大値から選択することも可能である。

【0053】次に、1以外のスケール次数j(ここでは、J=-2~0、2~4)における極大値のうち、ステップS4-2にて抽出された極大値R₁に対して、所定範囲(例えば、±20ms以内)にある極大値または極小値が、各スケール次数におけるR波頂点の候補として抽出される(ステップS4-3、図9参照)。すなわち、さらに極大値R₋₂、R₋₁、R₀、R₂、R₃、および、R₄が抽出されることになる。これら抽出された極大値は一次元配列に格納される。なお、このように所定範囲を設定するのは、本来であれば他のスケール次数の

極大値の中から、極大値R₁に対して最も近い位置の極大値を抽出したいのであるが、スケール次数によっては極大値が消失または収束している可能性があるので、所定範囲にある極大値に限定して抽出を行っている。

【0054】そして、これまでに抽出された極大値R₋₂~R₄のそれぞれ全てが、0より大きいか否かが判断される(ステップS4-4)。これは、図10に示されるように、極大値R₋₂~R₄は全て0より大きい傾向(第3の傾向)にあることに対応する基準である。特に、P波はR₁より上のスケールにおいてはほぼ存在しない傾向にあるために、この基準を判断することによってP波を除外することができる。

【0055】極大値R₋₂~R₄の全てが0より大きい場合には、さらに極大値R₋₂~R₄相互間の関係が所定パターンに合致するか否かが判断される(ステップS4-5)。具体的には、極大値R₋₁>極大値R₋₂、極大値R₀>極大値R₁、極大値R₂>極大値R₃、および、極大値R₁>極大値R₃の全ての条件に合致するか否かが判断される。これらは、第2の傾向のうち、特に明確である傾向に基づくものである。

【0056】例えば、極大値R₋₁は極大値R₋₂より大きい傾向にあると言えるので、極大値R₋₁>極大値R₋₂を条件の一つとしている。特に、R波とT波は全体としてパターンが似ているために分離し難いが、上述のように、R波では極大値R₋₁>極大値R₋₂の傾向が強いのに対して、T波では極大値T₋₁<極大値T₋₂の傾向が強いため、極大値R₋₁>極大値R₋₂を条件の一つとすることによってT波を除外することができる。また、このような条件を判断することにより、スケール次数間において極大値が同値である場合が除外されるので、上述のように「急峻なステップ状信号の介在」の問題を除外することができる。ここで、他の極大値間の関係を用いてもよいが、差異が比較的小さいものについては、条件として考慮しないことにしている。例えば、極大値R₀と極大値R₁を比較すると、極大値R₁が若干大きい傾向にあるが、この差異は小さいので条件から除外している。

【0057】次に、極大値R₄が所定値より大きいか否かが判断される(ステップS4-6)。この所定値としては、例えば、約20を用いることができる。これは、スケール次数j=4においては、P波は消失または収束しており、T波も10未満に収束している傾向(第1の傾向)にあるので、この条件によってP波およびT波を一層確実に除外できるからである。

【0058】その後、R波頂点の候補として抽出された極大値R₋₂~R₄の時間的位置を基準とする前後の所定範囲以内に、他のR波がないか否かが判断される(ステップS4-7)。これは、稀にR波が近接範囲に重複して生じがあるので、これを除外するために行われる。この所定範囲としては、例えば、約±300msが設定される。なお、これまでのステップS4-4~S4

-7において、いずれかの判断条件に合致しない場合には、これまでに抽出された極大値R₋₂～R₄が破棄され、再び上記ステップS4-2に以降する。そして、先に抽出されたR₁より後の極大値から、改めてR₁候補が抽出される。

【0059】一方、ステップS4-7において条件に合致すると判断された場合には、心電図波形データのうち、これまでに抽出された極大値R₋₂～R₄の時間的位置を基準とする前後の所定範囲以内にある一番高い電位E1が抽出され、この電位E1がR波の頂点であると特定される（ステップS4-8、図9参照）。これは、各極大値の位置は、スケール変換処理によって元の波形の位置から多少ずれる傾向にあるため、このずれを除外するために行われる。この所定範囲としては、例えば、約±10msが設定される。これまでのステップS4-2～S4-8までの処理によってR波の頂点の位置を特定することができるが、これらステップの一部を省略してもよく、あるいは、さらなる処理を付加してもよい。例えば、ステップS4-5、S4-6の2つの処理のみを行なった場合でも、R波の抽出精度がある程度高いことが分かっているので、この2つの処理のみを行なうようにして処理の高速化を図ることができる。

【0060】その後、ステップS4-2～S4-7において特定されたR波の頂点の位置を基準として、P波、T波、Q波、および、S波のそれぞれの頂点の位置を特定することができる。まず、スケール次数j=0において、R波の頂点の一つ前にある極大値P₀が、P波の頂点の位置として特定され、この頂点に対応する電位E2がP波の頂点であると特定される。（ステップS5-1、図9参照）。このスケール次数は0でなくともよく、少なくともP波が消失・収束していることのない任意のスケール次数における極大値を用いることができる。またこの場合にも、先のステップS4-8と同様の処理を行なうことによって、極大値と心電図波形データとのずれを解消してもよい。あるいは、さらにステップS4-2～S4-8と同様の基準を適用して抽出してもよい。

【0061】以降、同様にして、T波、Q波、および、S波の頂点の位置を特定することができる（ステップS5-2～S5-4）。なお、Q波およびS波の頂点特定においては、上述した理由により、極大値でなく極小値が用いられる。また、基準とするスケール次数としては、図5の各ステップにて図示するように、各波の特性に応じたスケール次数を用いることができる。これによって、第1回目のパターン分析処理が終了する。その後、図2に示すように、全てのデータ組の処理が終了するまでステップS2-2～S2-4が繰り返され（ステップS2-5）、本処理が終了する。

【0062】（T波の終了点の抽出）さて、上述した解析処理においては、目的波形の頂点の位置を自動的に求

めることができる。これによって、心電図解析の重要な指標の一つである心拍間隔（隣接するR波の頂点の相互間隔）を自動的に求められることが分かる。しかしながら、他の重要な指標であるQT間隔は隣接するQ波（開始点）とT波（終了点）との相互間隔として定義されるために、Q波の開始点とT波の終了点を自動抽出することができなければ、QT間隔を自動的に求めることができない。このうち、Q波は他の目的波形に比べて小さいので、その開始点はあまり問題とならないが、T波は比較的大きい波でありその終了点については問題となる。

【0063】そこで、本願発明者は、T波の終了点を抽出するための処理についても検討済みである。この処理の概要を図12に示す。この図12において（a）、（b）、（c）はそれぞれ、上述した図11の（a）、（b）、（c）とほぼ同じである（ただし、低周波成分S（2⁶、τ）を省略している）。この図12（c）において、スケール次数j=1～6における変換波形W（2¹、τ）～W（2⁶、τ）から抽出した特徴量を見ると、この特徴量がスケール次数6において消失しており、かつ、この消失位置が波形の終了時点にほぼ一致していることが分かる。したがって、このような特徴量の消失位置（あるいは、極大値や極小値の消失位置）に基づいて、T波の終了位置を特定することができる（なお、図12は、本願の解析手法自体による結果でなく、本願の解析手法が包括しているウェーブレット解析の結果である）。このT波の終了位置特定のための具体的な処理は、変換抽出部11およびパターン分析部12の処理の下、上述した目的波形の頂点の特定処理と一連に行なうことができ、あるいは、個別的な処理として行なうことができる。また、T波以外の目的波形の終了点についても、同様に抽出することができる。また、例えば、スケール次数j=0～2までの極小値の時間的位置と、その極値に基づいて、T波等の終了点を定義することも可能である。例えば、極値T₁と極値T₂の平均値を算出し、この平均値の時間的位置をT波の終了点としてもよい。

【0064】（心電図解析結果）これまで説明した本解析システムによる心電図の解析結果の一例について説明する。本願発明者は、失神患者11名（60±16歳）に対し、サンプリングレート1[kHz]で心電図を90(S)記録した。そして、このように得られた心電図の心電図波形データを本システムにて解析することによって、P波、Q波、R波、S波、および、T波を自動認識し、この認識結果をモニタ9にて表示させている。この自動認識結果を図13に示す。この図13において、（a）は基線の動搖が激しい心電図の解析結果、（b）は筋電が混入した心電図の解析結果、（c）は急峻なステップ状の波形を含む心電図の解析結果である。これら各図において、矢印で示した位置が自動認識された目的

波形の位置である（P波、Q波、R波、S波、T波の頂点の位置をP_p、Q_p、R_p、S_p、T_p、T波の終了点をT_eとして示す）。

【0065】さらに、心電図をノイズや基線の動搖の目立つ波形（記録不良例）とそうではない波形（記録良好例）に分け、本システムによる自動認識結果と、心電専門医の視察による判定（用手法）との一致率比較を行った。この結果を図14に示す。この図14から分かるように、記録良好例では全ての波形で99%以上、記録不良例ではT波の終了点を除き94%以上の極めて高い認識率を得ることができた。また、T波の終了点（T-end）に関しても、記録良好例では100%、記録不良例では80.1%という高認識率を得ることができた。

【0066】（心電図表示等への応用）このように目的波形の頂点や終了点を高い認識率で認識することができる、これまで行なうことのできなかった新しい形態の心電図表示等を行なうことが可能となった。以下、この心電図表示の一例について説明する。本件発明者は、本システムの有用性を検討するため、起立テスト（Head up tilt：HUT）試験を実施した。この起立テストは、姿勢の変化というストレスに対する自律神経をはじめとする生体の応答をみる検査であり、失神患者の鑑別では代表的な検査として知られている。ここで、失神患者とは長い間立っていると交感・副交感神経系（自律神経）バランスが崩れ、貧血（血圧低下）状態に陥る人を指す。

【0067】この起立テストにおいては、20代前半の健常男性10例（平均22歳±0.70）と失神患者2例を対象とした。始めに寝た（安静）状態を5分間、その後立った（80°）状態を30分間、再び寝た状態を5分間持続し、その間の心電図を連続記録した。この心電図の心電図波形データから本システムにて目的波形を自動抽出し、心拍間隔およびQT間隔を自動算出して、これらの変化をモニタ9に表示させた。図15には、健常者と失神患者の心拍間隔（横軸）と、QT間隔（縦軸）との関係の典型的一例を示す。なお、この図15では両者の心拍間隔とQT間隔の帯域が明らかに異なるが、これは個差によるもので病状との関係はない。

【0068】この図15から分かるように、まず健常者については、下記の事実が確認された。まず、寝た（安静）状態では心拍間隔の変化のみが顕著（図15のA）であり、立った状態では心拍間隔およびQT間隔が共に短縮する（図15のB）。その後、再び寝ると元の状態には（20分時間経過させても）戻らない（図15のC、ただし、5°の状態にすると元に戻る）。また、各々の状態に安定するまでの心拍間隔に伴うQT間隔の変化は、反時計周りの軌跡を描いた。一方、失神患者については、下記の事実が確認された。まず、心拍間隔に伴うQT間隔の変化の挙動は、立った状態後14分間までは健常者と同様であった（図15のD→E）。その後、

徐々に心拍間隔とQT間隔が延長し始め（図15の波線）、急激に心拍間隔が3000mS以上（心拍数20）となり失神状態に陥った（図15のF）。

【0069】このように本システムによれば、目的波形を確実に抽出することができるので、容易かつ客観的な心電図解析を行なうことができる。さらに、心拍間隔やQT間隔についても自動的に認識することができるのと、上述のように心拍間隔とQT間隔の関係を表示することができる等、これまでになかった新しい角度からの心電図解析を行なうことができる。特に、これらの解析をリアルタイムで行なうことができるのと、例えば、心拍間隔を監視することによって失神を予測することができる等、これまで不可能であった診断等を行なうことができる。この他、自動認識された目的波形を任意の方法で出力・解析等して、種々の角度からの診断等に用いることができる。

【0070】

【発明の効果】以上に説明したように、本発明にかかる請求項1記載の心電図解析システムによれば、心電図波形データをウェーブレット変換して特徴量を求め、この特徴量から極大値または極小値を抽出する変換抽出手段と、変換抽出手段にて抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、上記心電図波形に含まれる目的波形を抽出するパターン分析手段とを備えているので、この極大値または極小値のパターンを分析することによって、各極大値や極小値が、目的波形のうちのいずれに該当するものであるかを明らかにすることができる、ひいては、目的波形を抽出することができる。この解析システムによれば、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することができ、心電図解析の手間を軽減することができると共に、客観的な解析を行なうことによってその信頼性を向上させることができる。

【0071】また、請求項2記載の心電図解析システムによれば、変換抽出手段は、複数の変換波形データを取得するスケール変換手段と、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手段と、極大値または極小値を抽出する極値抽出手段とを備え、パターン分析手段は、複数の極大値または極小値の変化傾向を既知の変化傾向と比較することにより目的波形を抽出するので、複数の極大値または極小値を得ることによって、これら極大値または極小値に存在する一定の傾向を基準として、目的波形を得ることができる。

【0072】また、請求項3記載の心電図解析システムによれば、パターン分析手段は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、極大値または極小値の値やスケール次数間の偏差の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出するので、明確な基準に基づいて容易かつ確実に目的波形を抽出することができる。

【0073】また、請求項4記載の心電図解析システムによれば、パターン分析手段は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出するので、R波を最初に抽出することによって、他の目的波形の抽出を一層容易に行なうことができる。

【0074】また、請求項5記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体によれば、心電図波形データをウェーブレット変換し、極大値または極小値を抽出する変換抽出手順と、変換抽出手順において抽出された極大値または極小値をパターン分析することにより、目的波形を抽出するパターン分析手順とを順次実行するプログラムを記録しているので、この記録媒体をコンピュータに読み取らせてプログラムを実行させることにより、各極大値や極小値が、目的波形のうちのいずれに該当するものであるかを明らかにすることができ、ひいては、目的波形を抽出することができる。この解析システムによれば、心電図波形から目的波形を自動的に抽出することができ、心電図解析の手間を軽減することができると共に、客観的な解析を行なうことによってその信頼性を向上させることができる。

【0075】また、請求項6記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体によれば、変換抽出手順は、複数の変換波形データを取得するスケール変換手順と、複数の特徴量を取得するウェーブレット変換手順と、極大値または極小値を抽出する極値抽出手順とを順次行う手順であり、パターン分析手順は、複数の極大値または極小値の変化傾向を既知の変化傾向と比較して目的波形を抽出する手順であることから、これら極大値または極小値に存在する一定の傾向を基準として目的波形を得ることができる。このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができるので、容易に目的波形を抽出することができる。

【0076】また、請求項7記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体によれば、パターン分析手順は、極大値または極小値が得られるスケール次数の範囲、スケール次数の変化に対応した極大値または極小値の変化パターン、スケール次数間の偏差情報の少なくとも一つを基準として、上記目的波形を抽出する手順であることから、このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができるので、明確な基準に基づいて容易に目的波形を抽出することができる。

【0077】また、請求項8記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体によれば、パターン分析手順は、目的波形のうちのR波を最初に抽出し、このR波に対する時間的位置を判断基準の一つに用いて、目的波形のうちのR波以外の波を抽出する手順であることから、R波を最初に抽出することによって、他の目的波形の抽出を容易化することができる。このような手順をコンピュータにて自動的に実行させることができ

るので、目的波形を一層高速かつ確実に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態にかかる心電図解析システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本システムによる心電図解析処理のメインフローチャートである。

【図3】図2の変換抽出処理のフローチャートである。

【図4】図2のパターン分析処理のフローチャートである。

【図5】図2のパターン分析処理のフローチャートである。

【図6】データの格納および処理のタイミングチャートである。

【図7】基本波形として用いたメキシカンハットを示す図である。

【図8】心電図波形、スケール次数 $j = 0 \sim 3$ における各変換波形データ、および、ウェーブレット変換処理にて抽出された特徴量を示す図である。

【図9】極値抽出処理において抽出された極値の一例を示す。

【図10】各目的波形毎の極値の変化傾向を表わすものであり、各スケール次数と、特徴量から抽出した極値との関係を示すグラフである。

【図11】逆ウェーブレット変換による波形の再構成の例を示す図である。

【図12】T波の終了点を抽出する処理の概要を示す図である。

【図13】P波、Q波、R波、S波、および、T波の自動認識結果を示す図である。

【図14】本システムによる自動認識結果と、心電専門医の観察による判定との一致率比較の結果を示す図である。

【図15】健常者と失神患者の心拍間隔と、QT間隔との関係の典型的一例を示す図である。

【図16】心電図の例を示す図である。

【符号の説明】

1 演算制御部

2 RAM

3 ROM

4 HD

5 入力制御インターフェース

6 出力制御インターフェース

7 キーボード

8 マウス

9 モニタ

10 バス

11 変換抽出部

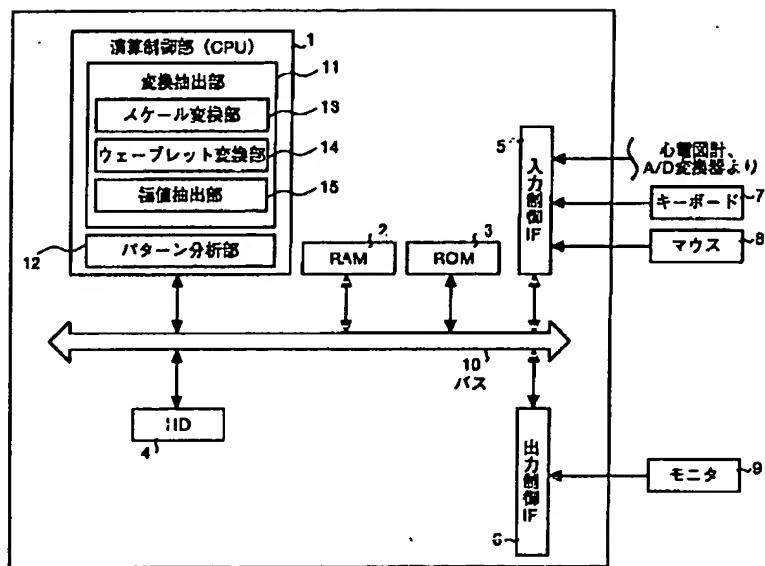
12 パターン分析部

13 スケール変換部

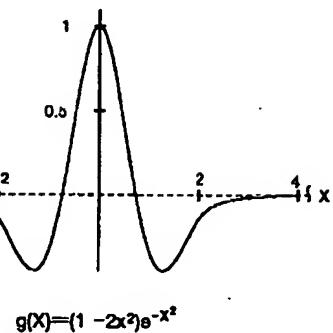
14 ウェーブレット変換部

15 極値抽出部

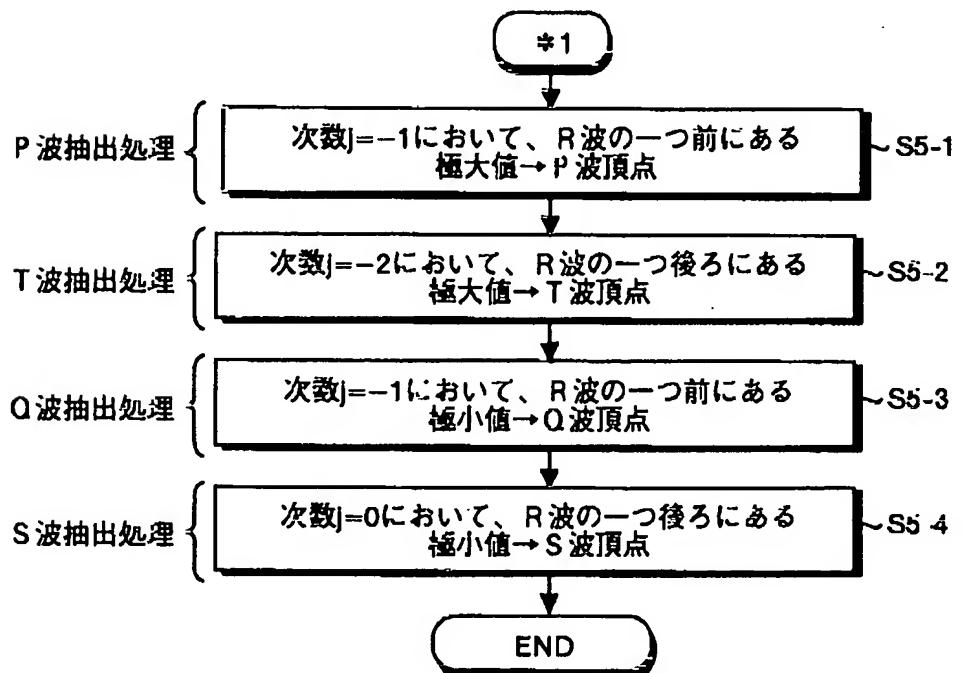
【図1】



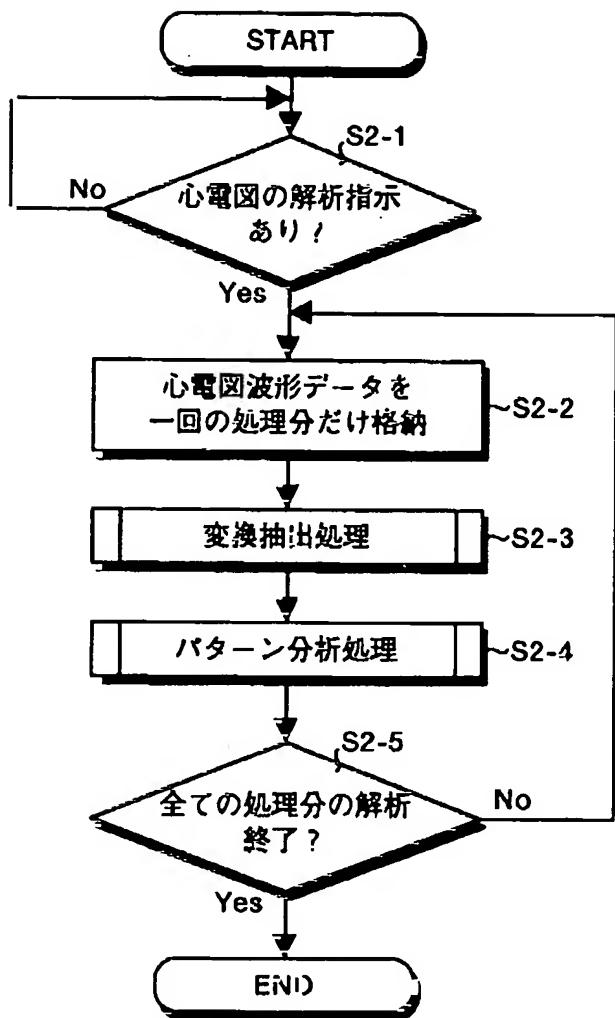
【図7】



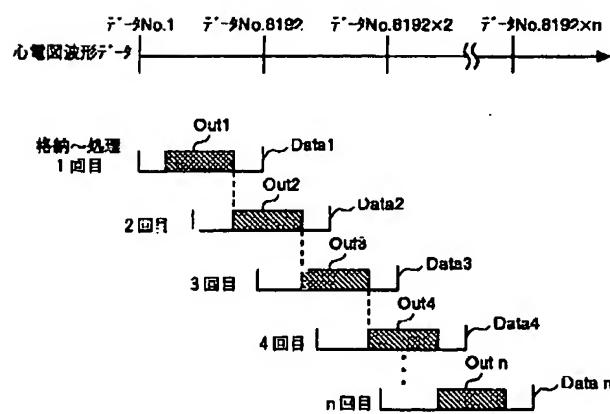
【図5】



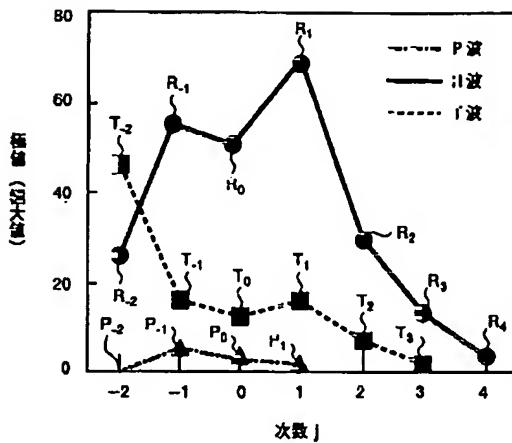
【図2】



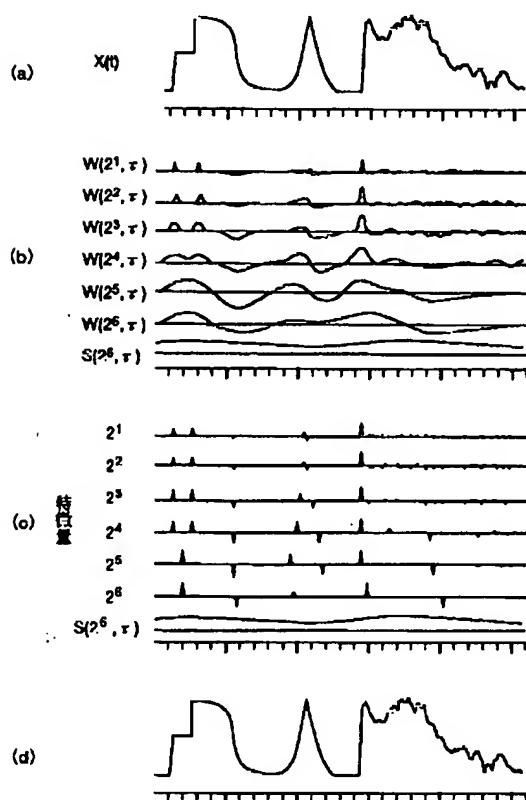
【図6】



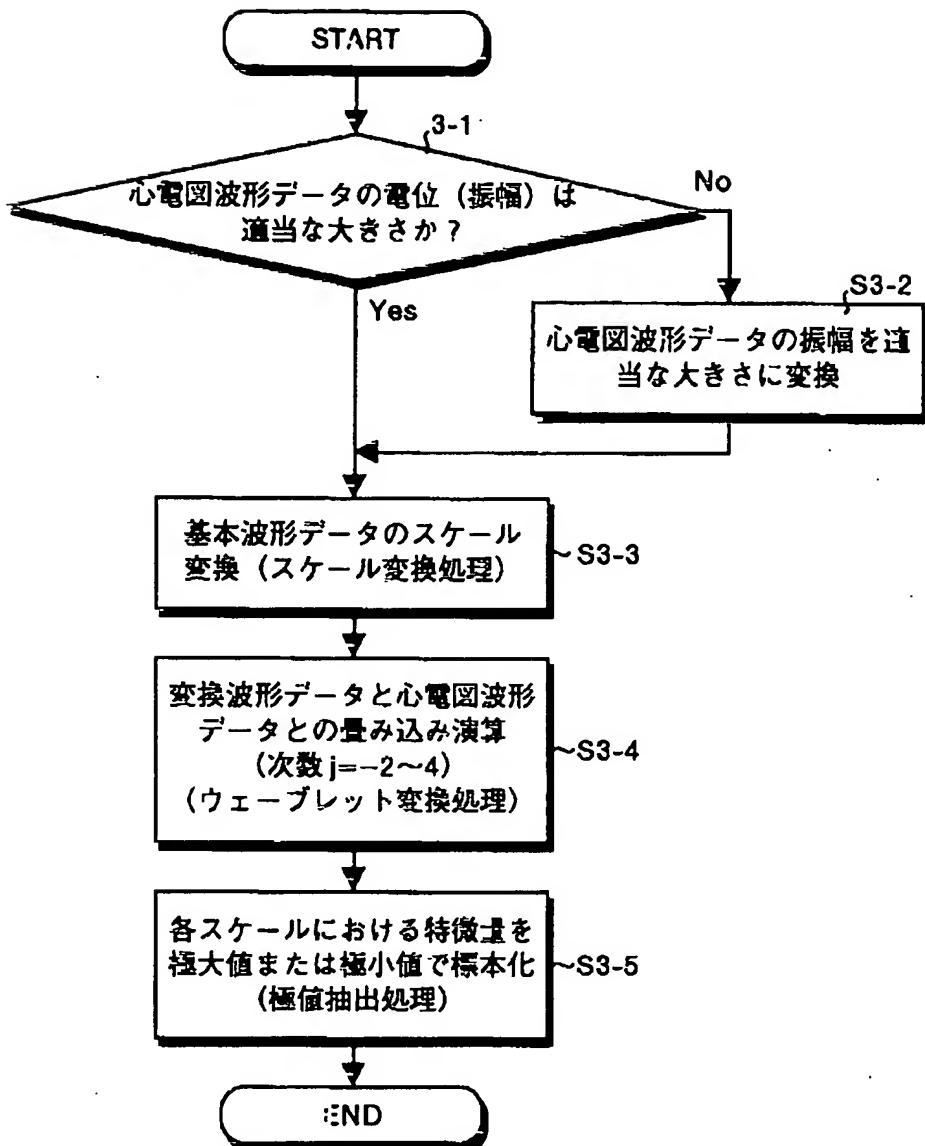
【図10】



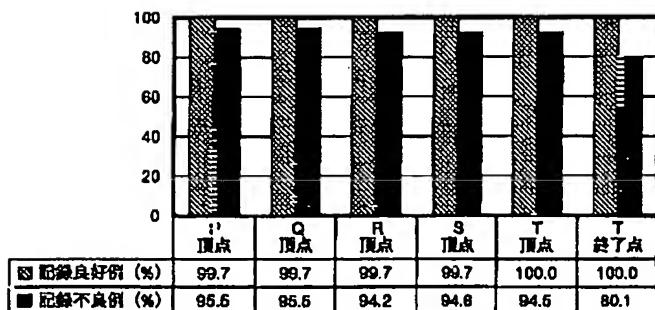
【図11】



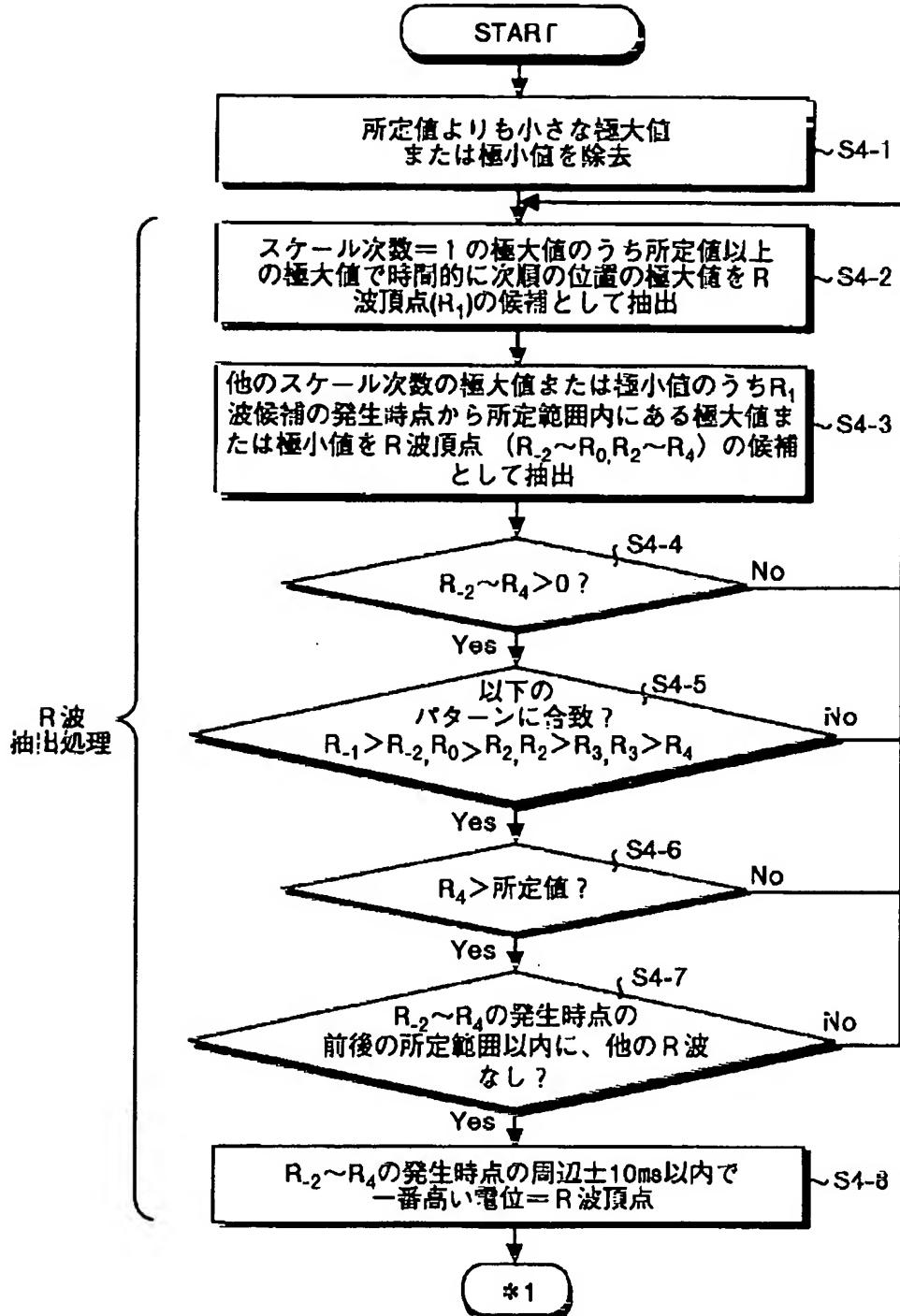
【図3】



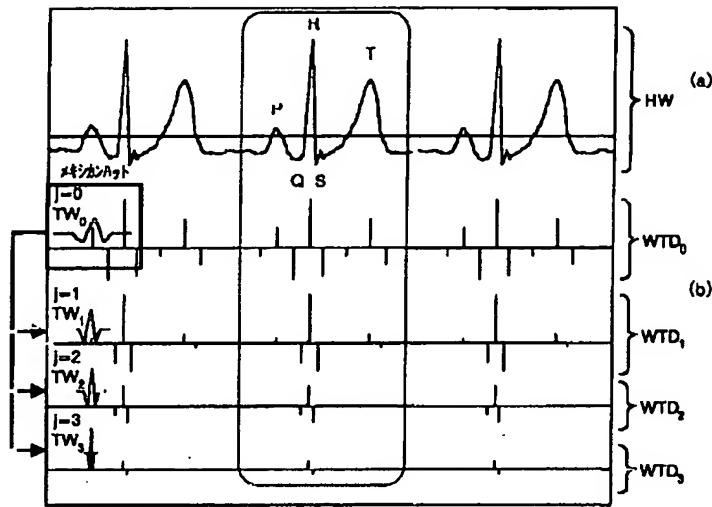
【図14】



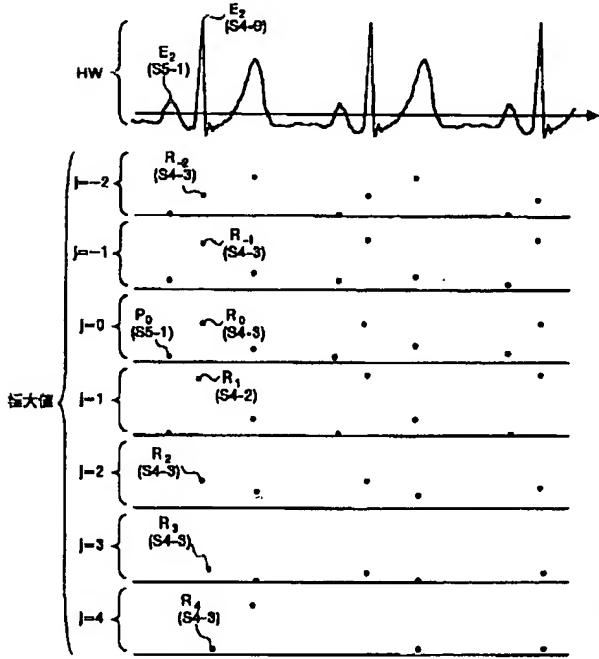
【図4】



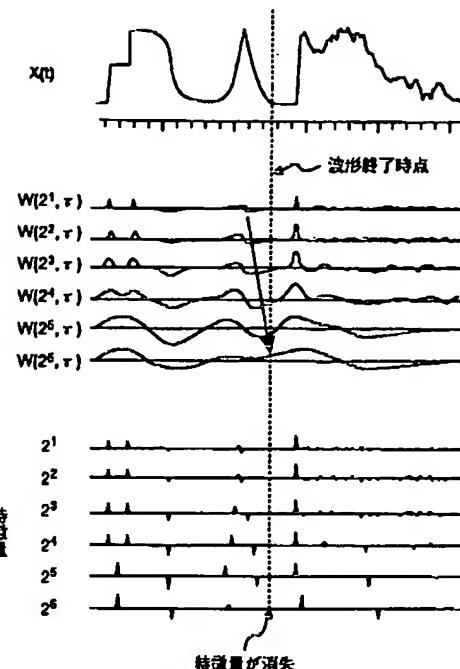
【図8】



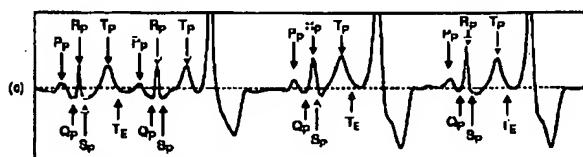
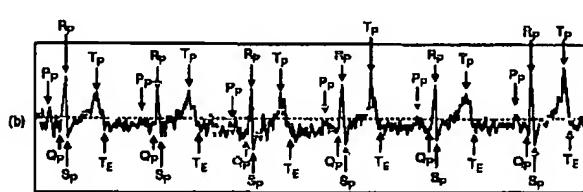
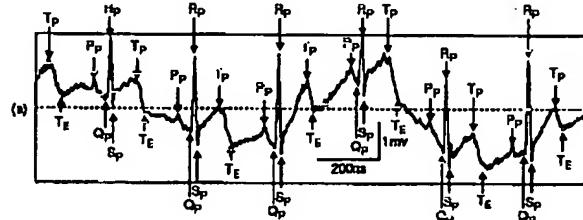
【図9】



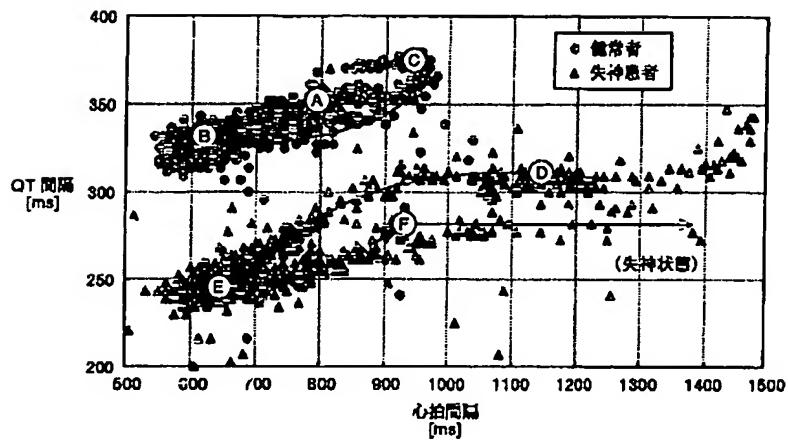
【図12】



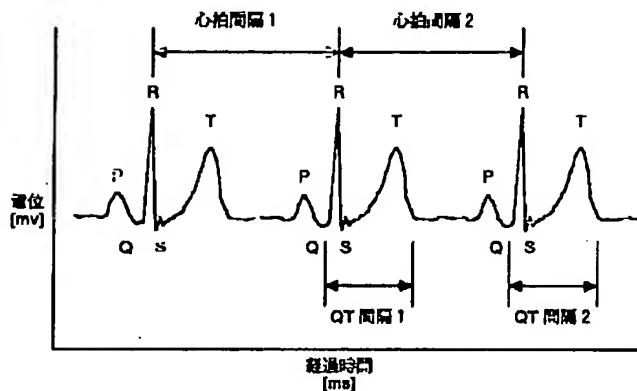
【図13】



【図15】



【図16】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

GRAY SCALE DOCUMENTS

LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning these documents will not correct the image
problems checked, please do not report these problems to
the IFW Image Problem Mailbox.**